



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 197 54 085 A 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
G 01 N 29/04
G 01 N 33/12

⑳ Aktenzeichen: 197 54 085.6
㉔ Anmeldetag: 5. 12. 97
㉓ Offenlegungstag: 10. 6. 99

DE 197 54 085 A 1

㉑ Anmelder:
Ermert, Helmut, Prof. Dr.-Ing., 91341 Röttenbach,
DE; Lorenz, Andreas, Dipl.-Ing., 44789 Bochum, DE;
Wiebe, Peter, Dipl.-Ing., 58285 Gevelsberg, DE

㉒ Erfinder:
gleich Anmelder

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Ein sonographisches Elastographiesystem

DE 197 54 085 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Meßeinrichtung entsprechend dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Anwendungsgebiet

Die mechanischen Eigenschaften von biologischem Gewebe (z. B. Elastizitätsparameter) sind für die Beurteilung des Zustandes des Gewebes von großem Interesse. In der medizinischen Diagnostik deuten Veränderungen der Elastizitätseigenschaften auf histologische und u. U. pathologische Veränderungen hin. Allgemein bekannt sind Prozesse wie die Bildung von Geschwülsten und Verhärtungen ("Knoten"), die z. B. manuell tastbar sind. In der Landwirtschaft ist für die Beurteilung der Qualität des Fleisches von Schlachtvieh die Kenntnis mechanischer Gewebeeigenschaften ebenfalls von Interesse.

Stand der Technik

Die sogenannte Tastbefundung ist ungenau und unempfindlich. Wesentlich besser ist in dieser Beziehung die sogenannte Elastographie, bei der elastische Gewebeeigenschaften technisch erfaßt und z. B. in Form von Schnittbildern qualitativ oder quantitativ visualisiert werden. Dabei bedient man sich hauptsächlich des Ultraschalls, wie er als bildgebendes Verfahren in der medizinischen Diagnostik angewandt wird. In zeitlich nacheinander aufgenommenen Ultraschallbildern können geringste Verschiebungen oder Verformungen innerhalb der dargestellten Gewebestruktur durch Auswertung der Bildsequenzen erfaßt und ausgewertet werden. Wird auf einen Gewebebereich ein mechanischer Druck ausgeübt, der eine Verformung des Gewebes zur Folge hat, so verformen sich Bereiche mit unterschiedlichen Elastizitätseigenschaften verschiedenartig. Das Elastographiesystem wertet diese Verformungen durch den numerischen Vergleich der Einzelbilder aus und stellt die unterschiedlichen Elastizitätsparameter im Bild dar. Die notwendige Kompression des Gewebes, die z. B. extern provoziert wird, ist nur gering und beträgt bei Anwendung des üblichen diagnostischen Ultraschalls nur Bruchteile von Millimetern. Wichtig dabei ist eine quantitative Kontrolle des Kompressionsdruckes.

Ein Verfahren der Ultraschall-Elastographie von Körpergewebe ist erstmalig in einem Aufsatz von J. Ophir et al im Jahre 1991 [1], [2] beschrieben worden. Dabei werden Ultraschallbilder bzw. die korrespondierenden hochfrequenten Ultraschallechosignale so ausgewertet, daß Verschiebungen des Körpergewebes zwischen zwei, mit verschiedener Kompression aufgenommenen Gewebebildern berechnet werden. Auf diese Weise lassen sich die bereits erläuterten Rückschlüsse auf die Elastizität des Organs bis hin zu einer quantitativen Abbildung des Elastizitätsmoduls erzielen.

In der Literatur werden verschiedene Ansätze vorgestellt, mit denen die Abbildungseigenschaften eines Elastographie-Systems verbessert werden können. Vielversprechend im Hinblick auf das Signal-Rauschverhältnis und den Kontrast der Elastographiebilder sind Ansätze, die mehrfache Kompressionsstufen des abzubildenden Gewebes auswerten [5]. Bei diesem Ansatz werden bis zu 120 Bilder in einer Aufnahmeserie aufgenommen und mit bekannten Methoden der Ultraschall-Elastographie [3], [4] weiterverarbeitet.

Nachteile des Standes der Technik

Ein Nachteil der bisher publizierten bzw. praktizierten Verfahren ist, daß zu keiner Zeit die Kraft auf das Gewebe

bekannt ist, die wertvolle Informationen bei einer quantitativen Rekonstruktion des Elastizitätsmoduls liefern kann. Außerdem ist ein solcher Ansatz speicher-, rechen- und damit kostenintensiv, da Auswahlkriterien dazu herangezogen werden müssen, optimale Bildfolgen aus den aufgenommenen Daten auszuwählen und weiterzuverarbeiten.

Aufgabe der Erfindung

Die Aufgabe der Erfindung ist es, Ultraschallbilder in vorgegebenen Kompressionsstufen aufzunehmen, um eine Anzeige der elastischen Eigenschaften von Körpergewebe effizienter zu machen und durch genaue Messung und Kontrolle des applizierten Druckes eine quantitative Rekonstruktion des Elastizitätsmoduls zu unterstützen.

Lösung der Aufgabe

Diese Aufgabe wird durch ein Meßsystem mit den Merkmalen des Anspruch 1 gelöst.

Die Kompression des Gewebes wird durch den Ultraschallwandler, mit dem die Ultraschallbilder aufgenommen werden, hervorgerufen. Die Kraft, die der Schallwandler auf das Gewebe ausübt, wird durch eine mit diesem Wandler verbundene Vorrichtung gemessen, und es werden Ultraschallbilder in vorgegebenen Kompressionsstufen aufgenommen. Insbesondere läßt sich bei endoskopischen Schallwandlern, (z. B. bei einer transrektalen oder transvaginalen Sonde), die für gesonderte Kraftmeßvorrichtungen nur wenig Platz erlauben, die Kraft mittels eines am Schaft der Schallsonde angebrachten Dehnungssensors nach dem Biegebalkenprinzip bestimmen. Für nicht-endoskopische Schallköpfe, d. h. Schallköpfe die auf der Körperoberfläche appliziert werden, kann eine wassergefüllte, schalldurchlässige Kappe auf dem Schallkopf angebracht werden. Eine Kraftmessung ist dann mittels eines hydrostatischen Drucksensors möglich.

Vorteile der Erfindung

Dieser Ansatz erlaubt eine Montage der Sensoren auf handelsübliche Ultraschallsonden mit nur geringfügiger Modifikation der Schallsonde. Es werden keine gerätebaulichen Veränderungen am Ultraschallgerät vorgenommen. Weiterhin erfolgt die Bildaufnahme zu gezielt vorgegebenen Kraft- bzw. Druckstufen, was den Speicher- und Rechenaufwand im Vergleich zu bekannten Ansätzen erheblich reduziert. Die Erfindung macht bei der Anwendung starrer endoskopischer Schallsonden eine quantitative Elastographie erst möglich.

Literaturangaben

- [1] Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., Li X.: Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging* 13, 111–114, 1991.
- [2] Céspedes I., Ophir J., Ponnekanti H., Maklad N.: Elastography: Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast imaging in vivo. *Ultrasonic Imaging* 15, 73–88, 1993.
- [3] O'Donnell M., Skovoroda A. R., Shapo B. M., Emilianov S. Y.: Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control*, 41, 314–325, May 1994.
- [4] Lubinski M. A., Emilianov S. Y., Raghavan K. R.: Late-ral displacement estimation using tissue incompressibility.

IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control, 43, 234-246, 1995.

[5] Emilianov S. Y., Lubinski M. A., Skovoroda A. R., Erkamp R. Q., Leavey S. F., Wiggins R. C., O'Donnell M.: Reconstructive ultrasound elasticity imaging for renal pathology detection. Proc. 1997 IEEE Ultrasonics Symposium, IEEE Press, Piscataway, MD, USA.

B. Beispielbeschreibung einer Patentanmeldung

Ausführungszeichnungen der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt und werden im folgenden näher beschrieben.

Zu Skizze 1: Schematische Darstellung des Elastographie-Systems

Das Meßsystem besteht im wesentlichen aus drei Funktionseinheiten:

- a) Ein handelsübliches Ultraschallsystem mit verschiedenen endoskopischen und nicht-endoskopischen Sonden. Am Ultraschallgerät muß dabei eine Möglichkeit zur Aufnahme von Video oder HF-Daten bestehen.
- b) Eine Interfaceinheit (in Skizze 1 mit Elastographie-Interface bezeichnet) die zur Anzeige des Druckes und zur Umwandlung der Sensorsignale in korrespondierende Triggersignale verwendet wird. Die Triggersignale entsprechen dabei den verschiedenen Kompressionsstufen.
- c) Eine Computereinheit, die mit entsprechenden Peripheriegeräten ausgerüstet ist (z. B. A/D-Wandler- oder Framegrabberkarte), und zur Datenaufnahme und -weiterverarbeitung verwendet wird.

Kernstück der Erfindung ist die Einrichtung zur Messung der Kraft, die auf das Gewebe ausgeübt wird, und zur Erzeugung von Triggersignalen zur Bildaufnahme. Dazu sind an der endoskopischen Sonde (1) ein oder mehrere Dehnungssensoren (3) angebracht. Ein Ausführungsbeispiel zu dieser Art der Kraftmessung ist in den Skizzen 2 und 3 dargestellt. An nicht-endoskopischen Sonden (2) wird eine wassergefüllte Kappe aus schalldurchlässigem Material angebracht. Der hydrostatische Wasserdruck in der Kappe kann dann mittels eines Drucksensors (4) gemessen werden. Ein Ausführungsbeispiel einer nicht-endoskopischen Sonde ist in der Skizze 4 dargestellt.

Die Sensorsignale werden einer Meßeinheit (5) zugeführt. Üblicherweise wird hier eine Brückenschaltung eingesetzt, die bei kleinen Biegungen bzw. kleinen Druckänderungen eine zur Kraft proportionale Spannung (7) liefert. Um einen definierten Anfangszustand zu erzielen, muß die Meßeinheit abgeglichen werden (6). Das Ausgangssignal der Meßeinheit (7) kann einerseits zur Anzeige der Kraft verwendet werden (8), wird andererseits aber einer Stufenkodierung (9) zugeführt. Diese Stufenkodierung erzeugt ein Triggersignal (10), welches zur Aufnahme der Bilddaten vom Video- oder HF-Ausgang (11) des Ultraschallgerätes (14) verwendet wird. Eine mögliche Realisierung der Stufenkodierung basiert auf der Verwendung eines A/D-Wandlers mit nachgeschaltetem BCD/Dezimal-Dekoder. BCD/Dezimal-Dekoder des Typs 74xx148 verfügen über ein Pnonty-Flag, welches das Anliegen einer Stufe kennzeichnet. Dieses Flag läßt sich günstig zur Triggerung der Aufnahmeeinheit (12) verwenden. Gleichzeitig kann die Höhe der Stufe, ebenfalls an den Rechner weitergegeben werden (15). Die aufgenommenen Daten werden dann im Computer mit bekannten Algorithmen weiterverarbeitet, und zur An-

zeige (13) gebracht.

Zu Skizze 2 und Skizze 3: Endoskopische Schallsonde mit Dehnungssensor

Die Skizzen 2 und 3 enthalten Detailzeichnungen zur Anbringung der Dehnungssensoren am Sondenschaft, und erläutern die Kraftmessung nach dem Biegebalkenprinzip. Die Sonde wird am Griff (5) gehalten und bei ihrer Verwendung mit der Spitze (1) in eine Körperöffnung (in der Regel transrektal oder transvaginal) eingeführt. Die Bildaufnahme erfolgt dabei üblicherweise senkrecht zur Ausrichtung des Sondenschaftes in der Ebene B, parallel zur Richtung der wirkenden Kraft F. Zu einer auf das Gewebe (7) wirkenden Kraft F resultiert eine Gegenkraft auf die Sonde, welches zu einer Biegung des Sondenschaftes (2) führt. Diese Biegung kann mit Hilfe der Dehnungssensoren (3) detektiert werden. Dehnungssensoren gibt es in verschiedenen Ausführungsformen und können unterschiedlich, d. h. einzeln, paarweise, oder vierfach, in vom Hersteller angegebenen Positionen und Verschaltungen am Schaft der Sonde (4) befestigt werden. In der Skizze 3 wird die genaue Lage der zwei, in unserem Ausführungsbeispiel angebrachten Dehnungssensoren angedeutet.

zu Skizze 4: Nicht-endoskopische Schallsonde mit hydrostatischem Drucksensor

Bei einer nicht-endoskopischen Sonde wird zur Kraftmessung eine wassergefüllte, schalldurchlässige Kappe (2) auf dem Schallwandler angebracht. Diese Kappe ist mit einer Metallasche (1) befestigt, und so abgedichtet, daß ein Auslaufen der Flüssigkeit verhindert wird. An einer Schlauchverlängerung (4), dessen Zugang zum Innenraum der Kappe ähnlich einem Fahrradventil ausgeführt werden kann (3), ist ein hydrostatischer Drucksensor (5) mit Zuleitungen (6) befestigt, der beliebig am Handgriff der Schallsonde (7) befestigt werden kann. Eine weitere Ausführungsform wäre, daß der Sensor direkt in die schalldurchlässige Kappe eingebaut wird. Eine auf den Wandler wirkende Kraft F führt zu einer Verformung der Kappe, und damit zu einer Veränderung des Druckes innerhalb des geschlossenen, mit Wasser gefüllten Systems. Diese Druckänderung kann mit Hilfe des Drucksensors gemessen werden.

Patentansprüche

1. Ein Meßsystem zur Bestimmung und Visualisierung von elastischen Gewebeeigenschaften mit diagnostischem Ultraschall, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Kompression des Gewebes durch die Ultraschallsonde bewirkt wird und die von der Sonde auf das Gewebe ausgeübte Kraft gemessen, kontrolliert und dazu verwendet wird, Ultraschallbilder bzw. Bildsequenzen bei vorher festgelegten Kompressionsstufen aufzunehmen (Skizze 1).
2. Ein Meßsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß bei entsprechend gestalteten Ultraschallwandlern (starre Endoskopiesonden) die Kraft auf das Gewebe mittels eines mit dem Schallwandler verbundenen Dehnungssensors nach dem Biegebalkenprinzip gemessen wird (Skizzen 2 und 3).
3. Ein Meßsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Kraft auf das Gewebe mittels eines mit dem Schallwandler verbundenen hydrostatischen Drucksensors gemessen wird (Skizze 4).
4. Ein Meßsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Messung der Kraft auf das Gewebe

mit handelsüblichen Ultraschallgeräten bzw. Sonden mit geringfügiger Modifikation der Schallsonde erfolgen kann, ohne gerätebauliche Veränderungen am Ultraschallgerät vornehmen zu müssen.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

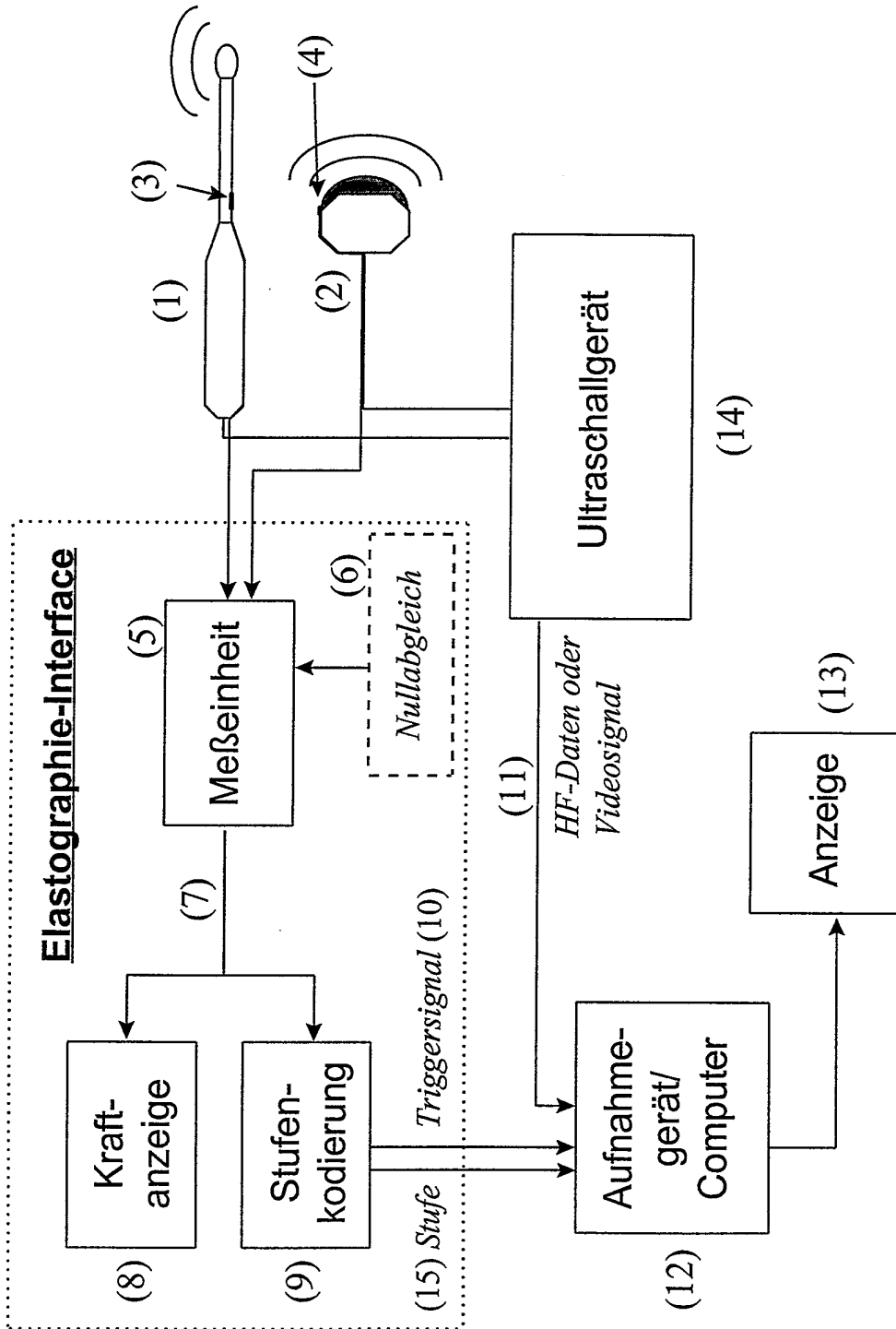
50

55

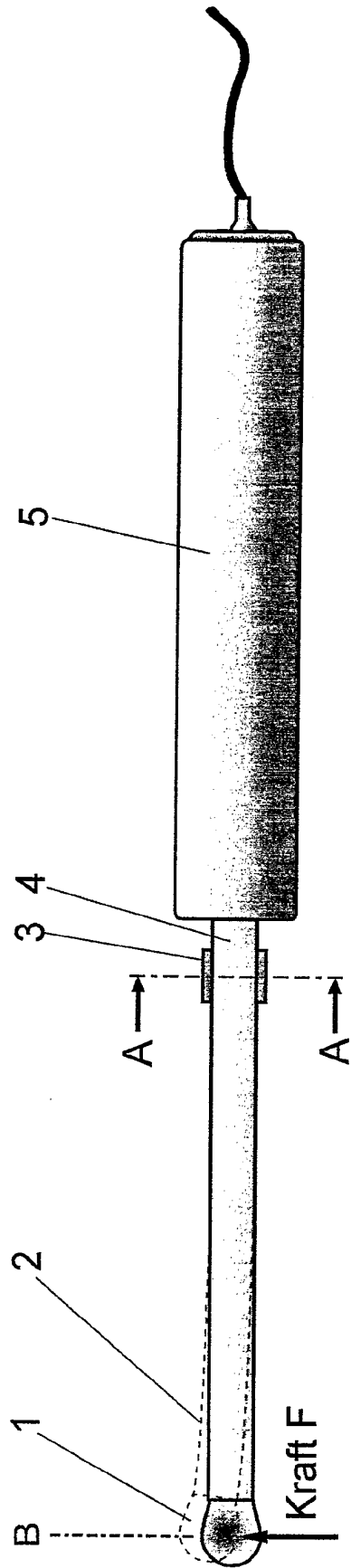
60

65

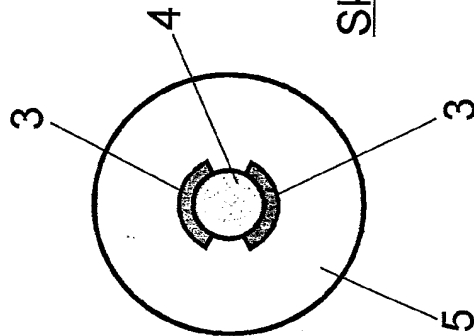
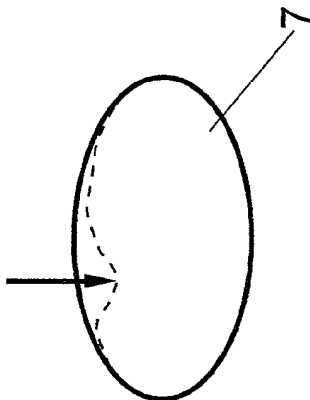
- Leerseite -



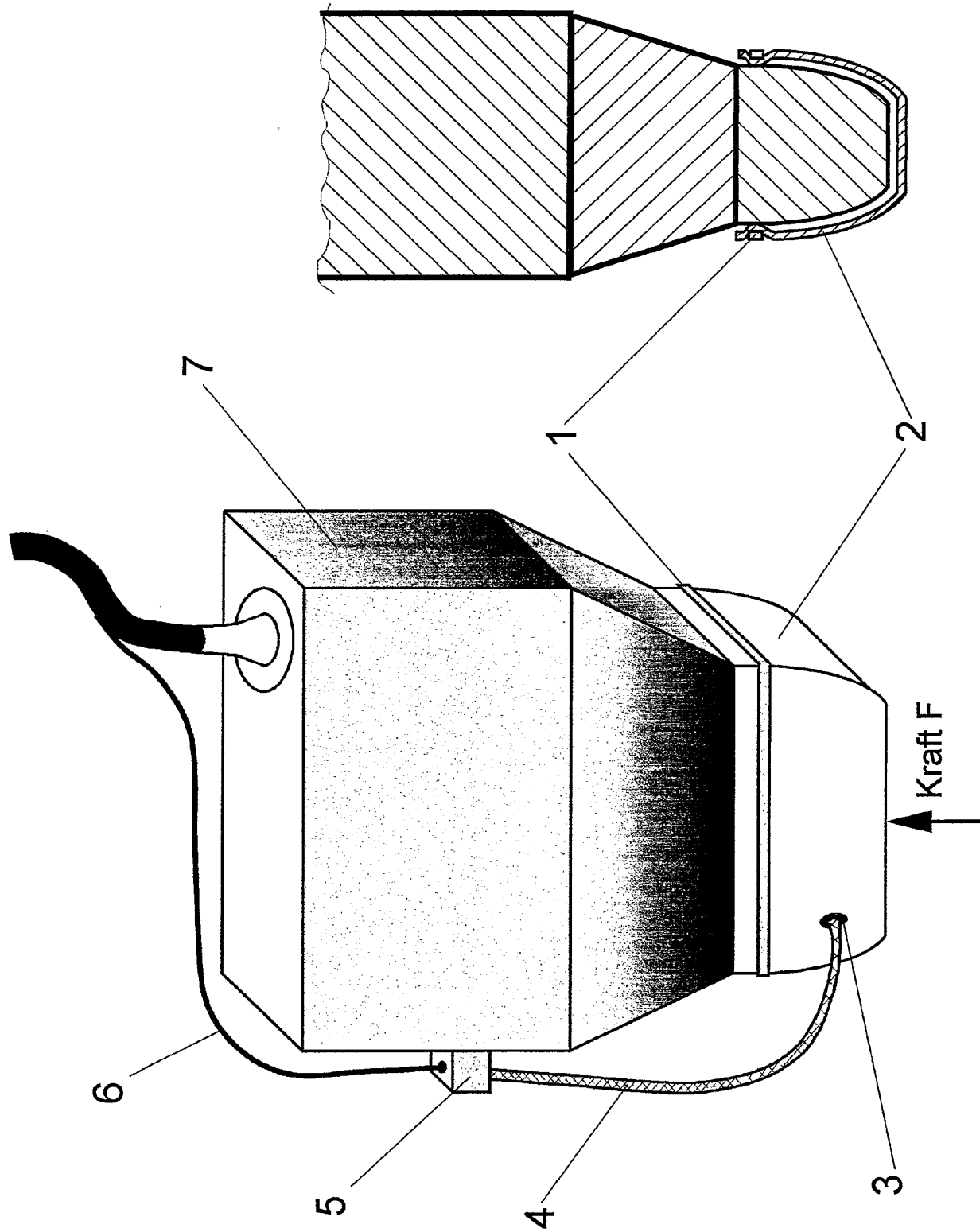
Skizze 1: Schematische Darstellung des Elastographie-Meßsystems



Skizze 2: Endoskopische Ultraschallsonde (schematisch)



Skizze 3: Schnitt A-A zu Skizze 2



Skizze 4: Nichtendoskopische Ultraschallsonde